

## **ANALISIS PERHITUNGAN DOSIS SERAP TERAPI ROTASI DENGAN METODE *TISSUE PHANTOM RATIO* (TPR) PADA *LINEAR ACCELERATOR* (LINAC) 6 MV**

***Ifa Istighfaroh<sup>1)</sup>, Evi Setiawati<sup>1)</sup>, Zaenal Arifin<sup>1)</sup>, Sanggam Ramantisan<sup>2)</sup>***

*<sup>1)</sup>Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang*

*<sup>2)</sup>Rumah Sakit Ken Saras, Semarang*

*E-mail: : [ifaistighfaroh@st.fisika.undip.ac.id](mailto:ifaistighfaroh@st.fisika.undip.ac.id)*

### **ABSTRACT**

*This Research has been conducted for the absorbed dose calculation in rotational treatment with Tissue Phantom Ratio (TPR) method. The purpose of this study to determine the absorbed dose comparisons on rotational therapy based on calculations and measurements. The study was conducted in a solid water phantom with 100 cm SAD. The study was conducted on a square field area of 5 cm x 5 cm, 7 cm x 7 cm and 10 cm x 10 cm as well as on equivalent field area of 10 cm x 10 cm, consist of 8 cm x 13,3 cm and 9 cm x 11,5 cm area. The result is percentage of difference between the value of measurements and calculations dose on each field area. The field area which have percentage below the tolerance value is a 7 cm x 7 cm with the percentage of difference of 0.46%. For the field area of 5 cm x 5 cm has a percentage of difference of 2.65%, while the area of 10 cm x 10 cm and equivalent field area the percentage of difference were high at more than 3%.*

**Keywords:** *rotational therapy, TPR, equivalent field*

### **ABSTRAK**

Telah dilakukan penelitian tentang perhitungan dosis serap pada terapi rotasi dengan metode *Tissue Phantom Ratio* (TPR). Tujuan dari penelitian ini yaitu untuk mengetahui perbandingan dosis serap terapi rotasi berdasarkan perhitungan dan pengukuran. Penelitian dilakukan pada *solid water phantom* dengan SAD 100 cm. Penelitian dilakukan pada luas lapangan persegi 5 cm x 5 cm, 7 cm x 7 cm dan 10 cm x 10 cm serta pada luas lapangan ekuivalen 10 cm x 10 cm yaitu 8 cm x 13,3 cm dan 9 cm x 11,5 cm. Dari hasil penelitian didapat nilai persentase selisih antara dosis perhitungan dan pengukuran pada masing-masing luas lapangan. Luas lapangan yang memiliki persentase di bawah nilai toleransi yaitu 7 cm x 7 cm dengan nilai persentase selisih sebesar 0,46 %. Untuk luas lapangan 5 cm x 5 cm memiliki persentase selisih sebesar 2,65 % sedangkan luas lapangan 10 cm x 10 cm dan lapangan ekuivalennya memiliki persentase selisih yang tinggi yaitu lebih dari 3%.

**Kata kunci :** terapi rotasi, TPR, lapangan ekuivalen

### **PENDAHULUAN**

Terapi rotasi merupakan salah satu teknik radioterapi. Teknik ini bertujuan untuk meningkatkan dosis terkonsentrasi pada tumor. Terapi rotasi biasa digunakan pada tumor yang berukuran kecil dan terletak di dalam jaringan tubuh. Pada perkembangannya teknik ini di kenal dengan *intensity modulated arc therapy* (IMAT) dan *volumetric modulated arc therapy* (VMAT). Keduanya merupakan pengembangan dari teknik terapi rotasi [2].

Dalam teknologi IMRT maupun VMAT proses perencanaan terapi dapat dilakukan secara komputerisasi sedangkan pada teknologi 3D, *Treatment Planning System* (TPS) tidak dapat melakukan perhitungan dosis serap terapi rotasi secara otomatis. Dosis serap ditentukan berdasarkan nilai rata-rata *Tissue Phantom Ratio* (TPR). Dalam perencanaan radioterapi pengurangan kesalahan dan ketidakpastian perhitungan pada *Treatment Planning System* (TPS) memberikan peran penting dalam keberhasilan prosedur perawatan [2]. Menurut TRS

IAEA No. 430 toleransi terhadap nilai persentase perbandingan dosis serap yang direncanakan dengan hasil pengukuran pada lapangan homogen adalah  $\pm 2\%$  [3].

Untuk itu perlu dilakukan penelitian untuk menganalisis perhitungan dosis serap dengan metode *Tissue Phantom Ratio* (TPR) dengan variasi luas lapangan.

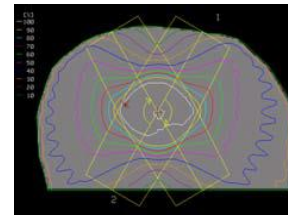
## DASAR TEORI

### Linear Accelerator (LINAC)

Pada radioterapi LINAC, untuk memperoleh energi tinggi elektron berinteraksi dengan medan elektromagnetik radiofrekuensi yang disinkronisasi. Di udara bebas, gelombang elektromagnetik bergerak dengan kecepatan cahaya, tetapi dalam *waveguide*, cepat rambat gelombang dapat berkurang. Pemercepat *waveguide* (atau struktur akselerator) terdiri dari tabung silinder panjang yang berisi serangkaian lingkaran rumit. Ini dirancang agar cepat rambat gelombang mikro meningkatkan dari bagian pertama tabung pemercepat sampai kecepatan akhirnya mendekati kecepatan cahaya. Elektron yang dihasilkan oleh *electron gun* disuntikkan ke dalam *guide* dan akan dipercepat menuju target. Berkas elektron energi tinggi, biasanya di atas 6 MeV dapat langsung digunakan untuk terapi. Pada penggunaan berkas foton, elektron difokuskan ke target tebal bernomor atom tinggi, dan energi elektron diubah menjadi radiasi *bremstrahlung*. Agar radiasi dapat digunakan untuk menyinari pasien dari sudut manapun maka berkas perlu dibelokkan. Elektron mudah dibelokkan dalam medan magnet [4].

### Teknik Terapi Rotasi

Teknik terapi rotasi menghasilkan sebuah daerah dengan dosis tinggi yang terkonsentrasi secara relatif di dekat *isocentre* dan menghasilkan dosis lebih rendah pada jaringan normal daripada teknik lapangan tetap. Target ditempatkan di *isocentre*, dan mesin *gantry* diputar mengelilingi pasien pada satu atau lebih sudut ketika berkas menyala. Distribusi yang khusus dengan dua sudut rotasi ditampilkan pada Gambar 2.1. Teknik ini berguna untuk kanker prostat, kandung kemih, leher rahim dan kelenjar pituitari, terutama untuk menaikkan volume [5].



**Gambar 2.1 Kurva isodosis dengan sudut 120° ternormalisasi pada isocentre [5].**

Teknik terapi rotasi merupakan kasus khusus pada teknik *isocentre* dengan berkas bergerak secara terus-menerus pada pasien, atau pasien diputar sementara berkas dianggap tetap. Teknik ini sangat cocok diterapkan pada tumor kecil yang terletak di dalam jaringan tubuh. Jika tumor terbatas dalam wilayah yang memanjang tidak lebih dari setengah dari pusat kontur *cross-section* maka terapi ini tepat dilakukan. Namun terapi rotasi tidak dapat dilakukan jika :

- Volume yang diradiasi terlalu besar
- Bentuk permukaan eksternal sangat berbeda dengan bentuk silinder
- Letak tumor terlalu jauh dari pusat

Laju dosis pada *isocentre* adalah

$$\dot{D}_{iso} = \dot{D}_{ref} \times \bar{T} \quad (2.1)$$

dengan  $\dot{D}_{ref}$  merupakan laju dosis referensi tergantung pada nilai  $\bar{T}$ , yang mana merupakan nilai rata-rata dari TPR atau TMR [1].

### Tissue Phantom Ratio (TPR)

Konsep TAR hanya berlaku pada teknik *isocentre* untuk energi foton  $^{60}\text{Co}$  dan di bawahnya. Untuk sinar-X berenergi tinggi seperti yang dihasilkan oleh LINAC, konsep ini tidak berlaku karena terdapat kesulitan dalam pengukuran dosis untuk massa kecil dari air di udara pada energi tersebut. Untuk menghilangkan masalah ini, konsep *Tissue Phantom Ratio* (TPR) diperkenalkan untuk digunakan pada teknik *isocentre* berenergi *megavoltage*.

TPR didefinisikan sebagai:

$$TPR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qref}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Qref}} \quad (2.2)$$

dengan  $D_Q$  dan  $\dot{D}_Q$  adalah dosis dan laju dosis, masing-masing pada fantom pada pada titik Q pada pusat axis berkas dan  $D_{Qref}$  dan  $\dot{D}_{Qref}$  adalah dosis dan laju dosis pada fantom di titik  $z_{ref}$  (5 atau 10 cm) pada pusat axis berkas [5].

### Lapangan Ekuivalen

Bidang persegi panjang ekuivalen dengan bidang bujur sangkar jika keduanya memiliki perbandingan (A/P) yang sama, *area/perimeter* diterjemahkan rasio luas terhadap keliling. Persamaan berikut dapat digunakan untuk menghitung parameter bidang ekuivalen pada bidang persegi panjang :

$$\frac{A}{P} = \frac{a \times b}{2(a+b)} \quad (2.3)$$

dengan  $a$  menyatakan lebar lapangan (cm) dan  $b$  menyatakan panjang lapangan (cm). Persamaan untuk menghitung bidang ekuivalen pada bidang bujur sangkar adalah sebagai berikut:

$$\frac{A}{P} = \frac{c^2}{4c} = \frac{c}{4} \quad (2.4)$$

dengan  $c$  menyatakan sisi bujur sangkar (Sterling dkk, 1964).

Sehingga bidang persegi panjang akan ekuivalen dengan bidang bujur sangkar bersisi:

$$c = 4 \frac{a+b}{2(a+b)} \quad (2.5)[1]$$

### Petunjuk Praktis Pengukuran Berkas Foton Energi Tinggi Berdasarkan TRS 398

#### Penentuan kualitas berkas

Kualitas berkas ditentukan oleh *Tissue Phantom Ratio* (TPR<sub>20,10</sub>), yang merupakan dosis serap pada kedalaman 20 cm dan 10 cm.

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.6)$$

#### Pembacaan ionisasi Chambers

Pembaca dosimeter ( $M_Q$ ) pada kualitas penyinaran  $Q$  dipengaruhi oleh jumlah suhu dan tekanan, kalibrasi elektrometer, efek polaritas dan rekombinasi ion.

$$M_Q = (M_{un} - M_0) \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_a \quad (2.7)$$

dengan  $M_{un}$  dan  $M_0$  adalah pembacaan tanpa pengukuran dan tanpa radiasi dan  $k_{TP}k_{elec}k_{pol}k_a$  terdiri dari tekanan, suhu dan kelembaban yang diukur.  $k_{elec}$  adalah faktor kalibrasi elektrometer, jika dalam sertifikat tidak dicantumkan faktor tersebut maka nilai  $k_{elec}$  adalah 1.

#### Faktor tekanan, suhu dan kelembaban

Setelah mengukur tekanan, suhu dan kelembaban, selanjutnya yaitu mengukur  $k_{TP}$  yaitu faktor koreksi suhu dan tekanan udara terhadap

keadaan referensi 20°C dan 101,3 kPa, besarnya koreksi ini dapat ditentukan dengan persamaan 2.8

$$k_{TP} = \frac{273,15+T}{273,15+T_0} \frac{P_0}{P} \quad (2.8)$$

#### Efek polaritas

Kebanyakan penyinaran pada energi tinggi foton efek polaritas diabaikan, namun hal itu harus diperiksa untuk setiap kombinasi kualitas *Chambers* yang digunakan.  $k_{pol}$  adalah faktor koreksi respons detektor ionisasi terhadap efek pergantian polaritas yang diberikan pada detektor. Nilai  $k_{pol}$  dapat dihitung dengan persamaan 2.9

$$k_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \quad (2.9)$$

#### Rekombinasi ion

$k_a$  adalah faktor koreksi respon detektor ionisasi terhadap kurang lengkapnya pengumpulan muatan pada ionisasi di udara. Nilai  $k_a$  dapat dihitung dengan persamaan 2.1

$$k_a = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.10)$$

#### Penentuan keluaran berkas foton pada kedalaman referensi, $z_{ref}$

Keluaran berkas foton pada kedalaman referensi ditentukan dengan pengukuran ionisasi menggunakan dosimeter. Pengukuran dilakukan di dalam *Water phantom* berukuran 30 cm x 30 cm x 30 cm, aplikator 10 cm x 10 cm, *Source Surface Distance* (SSD) 100 cm dan pada kedalaman  $z_{ref}$  10 g/cm<sup>2</sup>. Berkas foton untuk kedalaman  $z_{ref}$  ditentukan dengan persamaan

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,wQ_0} k_{QQ_0} \quad (2.11)$$

$k_{QQ_0}$  adalah faktor koreksi perbedaan antara respons detektor ionisasi dalam kualitas berkas yang digunakan sebagai kalibrasi detektor (Co-60) terhadap kualitas berkas foton dan  $N_{D,wQ_0}$  adalah koefisien kalibrasi dalam hal dosis serap air pada kualitas referensi  $Q_0$ . Nilai konstanta  $N_{D,wQ_0}$  adalah  $4,82 \times 10^7$  Gy/C.

(IAEA,2008)

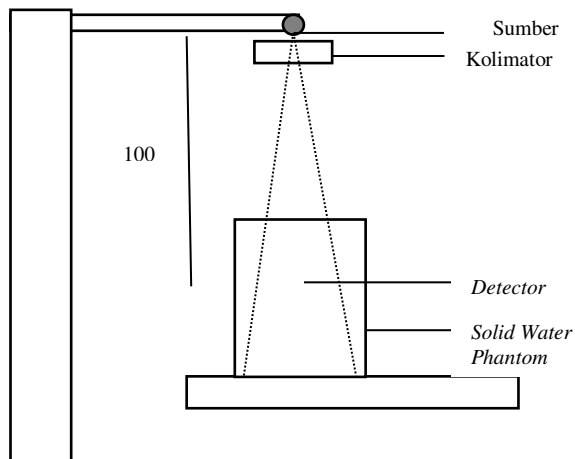
#### TRS IAEA Nomor 430

Menurut TRA IAEA nomor 430 persentase selisih dosis serap yang direncanakan dengan hasil pengukuran adalah ditunjukkan oleh persamaan 2.12

$$\text{Persentase selisih (\%)} = \frac{\text{Dosis}_{\text{perhitungan}} - \text{Dosis}_{\text{pengukuran}}}{\text{Dosis}_{\text{pengukuran}}} \quad [3].$$

### METODE PENELITIAN

Alat dan bahan dalam penelitian ini yaitu LINAC Siemens/ Primus M Class 5633, *solid water phantom*, Detektor *ionisasi Chambers Type PTW 30006/30013 Farmer*, termometer dan barometer. Penyinaran dilakukan pada berkas foton 6 MV Pengukuran dilakukan pada SAD 100 cm dan luas lapangan 5 cm x 5 cm, 7 cm x 7 cm, 10 cm x 10 cm dan luas lapangan ekuivalen 10 cm x 10 cm. Skema alat ditunjukkan dalam gambar 3.



Gambar 3. Skema alat penelitian

Data yang diperoleh kemudian diolah dan disajikan dalam bentuk tabel dan grafik. kemudian dievaluasi berdasarkan standar TRS IAEA No. 430.

### HASIL DAN PEMBAHASAN

Perhitungan dosis serap terapi rotasi dimulai dengan menentukan nilai TPR pada interval sudut  $15^\circ$  menggunakan *Treatment Planning System* (TPS). Kemudian nilai dosis dihitung dengan menggunakan persamaan 2.2. Nilai dosis serap pada hasil perhitungan kemudian dibandingkan dengan hasil pengukuran pada detektor. Hasil perhitungan dan pengukuran ditunjukkan pada Tabel 4.1 dan 4.2.

Tabel 4.1 Perbandingan hasil perhitungan dan pengukuran pada luas lapangan persegi

No.	Luas lapangan (cm <sup>2</sup> )	Dosis perhitungan (cGy)	Dosis pengukuran (cGy)	Persentase selisih (%)
1.	5x5	104,20	101,43	2,65
2.	7x7	101,85	101,38	0,46
3.	10x10	98,12	101,48	-3,31

Hasil perhitungan dan pengukuran dosis serap untuk terapi rotasi menunjukkan hasil yang berbeda-beda. Pada luas lapangan 5 cm x 5 cm dan 7 cm x 7 cm menunjukkan hasil perhitungan lebih besar dari pada hasil pengukuran. Menurut TRS IAEA No. 430 toleransi persentase selisih antara dosis yang direncanakan terhadap hasil pengukuran untuk geometri homogen adalah  $\pm 2\%$ . Nilai dosis yang memenuhi toleransi adalah pada luas lapangan 7 cm x 7 cm.

Tabel 4.2 Perbandingan hasil perhitungan dan pengukuran pada luas lapangan ekuivalen 10x10 cm

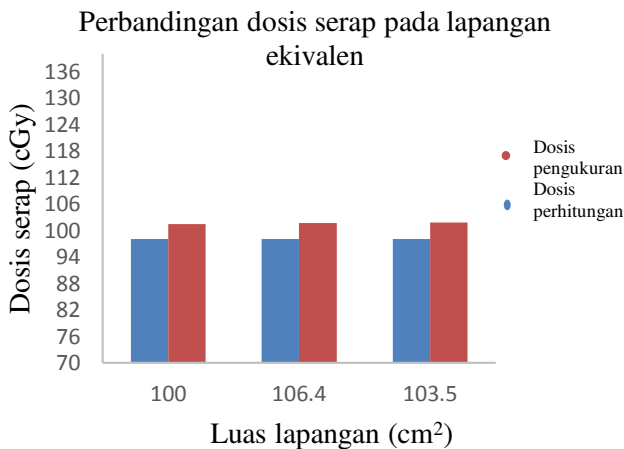
N o.	Luas lapang an (cm <sup>2</sup> )	Dosis perhitug an (cGy)	Dosis pengukur an (cGy)	Persent ase selisih (%)
1.	10x10	98,12	101,48	-3,31
2.	9x11,5	98,03	101,85	-3,74
3.	8x13,3	98,06	101,64	-3,52

Dari Tabel 4.1 dan 4.2 terdapat perbedaan dosis serap yang cukup berarti pada luas lapangan 10 cm x 10 cm dan lapangan ekivalennya yaitu 3,74%. Perbedaan ini melebihi batas yang direkomendasikan yaitu sebesar 2%. Namun menurut ICRU *report* 50 tahun 1993 nilai persentase perubahan tersebut masih di bawah toleransi yang diperbolehkan yaitu dalam rentang - 5 % sampai +7 % dari dosis yang direncanakan.

Perbedaan nilai dosis serap disebabkan oleh sistem pembentuk lapangan radiasi dari kolimator sekunder yang terdiri dari rahang atas dan rahang bawah ("jaws") yang dapat digerakkan pada sistem pengaturan lapangan radiasi di *head*

LINAC tersebut, sehingga hamburan foton yang disebabkan oleh sistem ini tidak sama.

lapangan 7 cm x 7 cm dengan presentasi selisih sebesar 0,46 %.



**Gambar 4.1 Grafik perbandingan dosis serap pada lapangan ekivalen 10x10 cm**

Pada lapangan ekivalen 10 cm x 10 cm, dosis yang dihasilkan baik menurut perhitungan maupun pengukuran menunjukkan hasil yang hampir sama. Hal ini disebabkan lapangan ekivalen memiliki perbandingan (*Area/Perimeter*) yang sama.

Untuk luas lapangan 10 cm x 10 cm dan lapangan ekivalennya memiliki nilai persentase selisih antara perhitungan dan pengukuran yang besar yaitu lebih dari 3% sehingga untuk luas lapangan 10 cm x 10 cm dan ekivalennya sebaiknya nilai dosis serap ditentukan berdasarkan pengukuran bukan perhitungan.

Pada perhitungan dosis menggunakan *Tissue Phantom Ratio* (TPR) perlu dilakukan pengukuran untuk faktor koreksi hamburan. Baik hamburan kolimator, *wedge*, maupun faktor aksesoris lainnya.

## KESIMPULAN

Perhitungan dosis serap dengan metode *Tissue Phantom Ratio* telah dilakukan pada luas lapangan 5 cm x 5 cm, 7 cm x 7 cm, 10 cm x 10 cm dan lapangan ekivalen 10 cm x 10 cm. Persentase selisih untuk luas lapangan 5 cm x 5 cm, 7 cm x 7 cm dan 10 cm x 10 cm berturut-turut adalah 2,65%, 0,46 % dan -3,31%. Sedangkan untuk luas lapangan ekivalen 10 cm x 10 cm, 9 cm x 11,5 cm dan 8 cm x 13,3 cm berturut-turut adalah -3,31 %, -3,74 % dan -3,52 %. Hasil memenuhi standar TRS IAEA nomor 430 adalah pada luas

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Khan, F. M., dan Gibbons, J.P., 2014, *The Physics of Radiation Therapy 5th Edition*, Lippincott Williams And Wilkins, Philadelphia Usa.
- [2] Venselaar, J., Welleweerd, H., Mijnheer, B., 2001, *Tolerances for The accuracy of Photo belam dos calculations of Treatment Planning Systems*, Netherland, University Medical Center.
- [3] IAEA, 2008, *Commissioning of Radiotherapy Tratment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*, Vienna, IAEA.
- [4] Mayles, P., Nahum, A., dan Jean-Claude,R., 2009, *Handbook of Radiation Therapy Physics Theory and Practice*, Taylor And Francis Group, New York, London.
- [5] Podgorsak E. B., 2005, *External Photon Beams : Physical Aspect in Radiation Oncology Physics: A Hand Book for Teacher and Student*, Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.